

IAP20 Rec'd PCT/PTO 27 JAN 2006

Scope of Claim:

1. An X ray tomographic apparatus including an X ray source for generating fan beam X ray, an X ray detector group having a plurality of X ray detector channels located at the position opposing to said X ray source, a frame for rotating said X ray source and X ray detector group around the rotating center position, and an image restructuring arithmetic operation unit for fetching, as the image restructuring data, the specimen measuring and absorbing values obtained corresponding to each detector channel of specimen located at the rotating center position obtained for each rotating position and then conducting arithmetic operations of these values,

characterized by comprising an absorbing material which is located at the same position as that to conduct measurement of a specimen, is substantially identical or similar in the shape to a tomography region of the specimen, and has an X ray absorbing coefficient which is substantially identical or similar to that of the specimen, an X ray source driving means for radiating the X ray to the absorbing material by driving said X ray source, a first memory for storing the absorbing material measuring and absorbing value data obtained through each channel of said X ray detector group corresponding to the channel and absorbing material, a second memory for storing theoretical absorbing value data obtained from said absorbing material corresponding to each channel and absorbing material,

BEST AVAILABLE COPY

⑩ 日本国特許庁 (J P)

⑪ 特許出願公告

⑫ 特 許 公 報 (B 2)

昭 61 - 54412

⑬ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公告 昭和61年(1986)11月21日

A 61 B 6/03

7033-4C

発明の数 1 (全13頁)

⑮ 発明の名称 X線断層装置

審 判 昭58-19252

⑯ 特 願 昭54-989

⑰ 公 開 昭55-94241

⑱ 出 願 昭54(1979)1月11日

⑲ 昭55(1980)7月17日

⑳ 発 明 者 堀 場 勇 夫 柏市新十番二番1号 株式会社日立メデイコ柏工場内

\textcircled{21} 発 明 者 矢 仲 重 信 柏市新十番二番1号 株式会社日立メデイコ柏工場内

\textcircled{22} 発 明 者 桑 原 康 郎 柏市新十番二番1号 株式会社日立メデイコ柏工場内

\textcircled{23} 発 明 者 小 池 功 一 柏市新十番二番1号 株式会社日立メデイコ柏工場内

\textcircled{24} 出 願 人 株式会社日立メデイコ 東京都千代田区内神田一丁目1番14号

\textcircled{25} 代 理 人 弁理士 秋本 正実

審判の合議体 審判長 宮崎 嘉夫 審判官 松浦 弘三 審判官 横田 芳信

\textcircled{26} 参 考 文 献 実開 昭53-97980 (J P, U)

1

\textcircled{27} 特許請求の範囲

1 ファンビームX線を発生するX線源と、該X線源に対向した位置にある複数のX線検出器チャンネルを持つX線検出器群と、該X線源とX線検出器群とを回転中心位置を中心にして回転させるフレームと、各回転位置毎に得られる回転中心位置上におかれた被検体の各検出器チャンネル対応に得られる被検体実測吸収値を画像再構成用データとして取込み、演算を行う画像再構成演算部とより成るX線断層装置に於いて、被検体の測定を行う位置と同じ位置におかれると共に、被検体の断層部位の形と実質的に同一又は類似で且つ被検体と実質的に同一又は類似のX線吸収係数を持つ吸収体と、上記X線源を駆動して吸収体にX線を曝射させるX線源駆動手段と、該吸収体に、X線の曝射によつて上記X線検出器群の各チャンネルを通じて得る吸収体実測吸収値データをチャンネル対応及び吸収体対応に格納する第1のメモリと、上記吸収体に得られる理論吸収値データを各チャンネル対応及び吸収体対応に格納する第2のメモリと、該第1のメモリと第2のメモリとの吸収体実測吸収値データと理論吸収値データとの偏差を各チャンネル対応及び吸収体対応に格納する第3のメモリと、被検体を測定位置におき測定した上記各チャンネル対応の被検体実測吸収値デー

2

タと上記第1のメモリ内のチャンネル対応の吸収体実測吸収値データとの差分をとる手段と、この差分をもとに上記第3のメモリから対応する偏差量を読出し、この偏差量によつて上記被検体実測吸収値を補正する手段とを備え、この補正した被検体実測吸収値を上記画像再構成演算部に画像再構成用データとして入力せしめてなるX線断層装置。

発明の詳細な説明

10 本発明はX線断層撮影装置に関する。

人体の全身各部の診断を目的とした検査装置では計測中の被検体の動きあるいは臓器の運動によつて、得られた断層像にアーチファクトが発生したり像の解像力低下が生じやすい。これらを抑えるためには、計測時間を短縮する必要がある。このために、ある拡がり角を有するファン状のX線を発生するX線源と多数のX線検出器からなる多チャンネル形検出器群とを使用し、これらの相対位置関係を維持したまま、X線管と検出器群との双方を被検査体のまわりに回転させながら計測をなす装置が提供されている。これらの装置は従来の直線運動と回転とをなさせる装置に比較して、走査時間を大幅に短縮できる。

しかしながら、このような装置において検出器群を構成する各検出器のそれぞれに、X線を検出

(2)

特公 昭 61-54412

3

4

する性能（これをX線検出特性と呼ぶ）にわずかの差異が存在すると、得られた画像がアーチファクトを生じたり、解像力低下を生じる（この検出器特性の差に起因するCT像のノイズがリング状になる事は論文等で広く知られている）。これを防ぐには、各検出器が一般的な放射線検出器としての特性を備えているだけでなく、個々の検出器の感度、オフセット、直線性、指向性および線質特性は高精度で且つ均一な特性を持つことが必要であり、かつ時間的に安定である事が必要である。

現実にはこのような理想的な検出器を作る事は極めて困難であり、計測方法を工夫する事により検出器の特性を実効的に改善する事が行われている。検出器の感度の均一化に対しては、被検査体の存在しない状態であらかじめX線の照射をなし、各検出器の感度を記憶させておき、実際の被検査体測定値を該感度にて割り算をする事により校正することがすでに提案されている。またオフセット誤差をなくす方法も提案されている。この方法は、各計測の直前にX線をパルス状に照射するステップと、各パルスの間けきを利用してX線を照射しない状態で各検出器の出力値すなわちオフセット値を記憶するステップと、計測時には検出器出力を前記オフセット値の記憶データにより相殺することを全ての検出器からの出力についてなすステップとを有する。この方法によれば、オフセット誤差をなくすことができると共に、時間変動の影響も同時に減少させる効果を持つ。しかしながら各検出器それぞれが個有に持つ直線性、指向特性および線質特性については、これを簡単に校正することは困難である。たとえばキセノンガス電離箱から成る検出器では、通常ひとつの筐体内に多数の電極を平行に配設した構造を有している。この検出器を多チャンネル検出器群として使用した場合、各検出器の電極端の電界が不均一であること、各検出器の電極構造に微妙な形状の相違があること、各検出器絶縁漏れ抵抗の値に違いがあることなどはよく知られている。したがって各検出器個有の特性である直線性、指向特性及び線質特性を精度よく揃える事はきわめて困難である。各検出器それぞれの持つ個有の特性が一致しないことは一種の誤差とみなすことができる。この各検出器誤差の校正法として以下の方法

が提案されている。

X線ビームの通過路（測定系路）に、ビーム通過長が均一であり且つ一様なX線吸収率を持つ複数の吸収体を順次挿入し、各吸収体毎に実際にX線を照射し、多チャンネル検出器群によつてその吸収体を介して得られた透過X線を検出する。次いで、検出器チャンネルの出力レベルの不均一性に基づく誤差量を個々の検出器について、その得られた出力レベル毎に記憶しておく。更に、被検体測定の際に、検出器出力レベルに応じて予め測定された誤差量を対応させ校正させる。

かかる従来例を図面により説明する。第15図は、ファン状X線の透過長が均一である吸収体（感度校正用ブロック）5を被検体2の挿入位置と多チャンネルX線検出器群3との間におき、感度校正データを得る事例を示す。吸収体5は、一様な吸収率を持つ4層の吸収体4a、4b、4c、4dより成り、第15図では、4層を積層させて $l_1+l_2+l_3+l_4$ の透過長をなす吸収体を形成（図では、 $l_1=l_2=l_3=l_4$ の場合）した。かかる一定透過長を有する吸収体5を図の位置におき、該吸収体5にX線源1のファン状X線を直接に照射する。これによつて、検出器群3は一様な吸収率の吸収体5であつて、且つ透過長が全チャンネルにわたつて一定となる吸収体5からの透過X線を検出する。

かかる検出器群3で得た透過X線は、検出器群3を含めた感度補正用のデータとなる。

更に、第16図では、透過長を4段階に変更しうる事例を示す。ガイド6に階段状に透過長を変更した吸収体5を取り付け、矢印の如く移動させる。各透過長毎にX線を照射し、検出器群3で検出する。この検出器群3によつて得たデータは、感度補正と共に、直線性の補正データとなる。この方式によれば一様な吸収体の吸収量が増えるにつれて検出器へ入射するX線の線質は硬くなり、実際被検体と一様な吸収体のX線吸収スペクトルが類似した物質で構成しておけば、検出器の直線性および線質特性の不均一性を大きく改善しうる事となる。しかるにこの方法では検出器の指向特性の誤差の校正は不能である。すなわちX線管から発生されたファン状X線が被検査体に照射されると、被検査体内でX線の散乱がおこり検出器群の中の特定チャンネル3に注目すれば主線以外に被

(3)

特公 昭 61-54412

5

6

検査体内より発生した散乱線も検出される。検出器相互間に指向特性の不揃いが無ければこうした散乱線の効果は各検出器に空間的に低い周波数でのバイアスを与えるにすぎないが、指向特性の不揃いがあつた場合は各検出器に与えられるバイアス性は実際に被検査体を計測した場合には被検査体形状に関係した検出器出力に誤差を発生する結果となる。したがつてこの散乱線による誤差はこのような補正手段では取りのぞくことができない。こうした散乱線および線質を校正する他の方法を以下に示す。被検査体と類似したX線吸収特性を有しかつ形状も被検査体とほぼ似かよつた少なくとも注目領域について一様な物質にて構成されたファントームを用意する。被検査体の大きさおよび形状に合わせて、上記ファントームの画像を求め、さらに被検査体の画像に対しこのファントームの画像との差演算を行う。

この方法はファントーム測定時得られた吸収量に対応するデータと被検査体測定時の吸収量に対応したデータとの差演算を行うため、全く等価にX線線質、および散乱線に対する誤差を軽減する事が可能となる。

しかしながらこの補正方法ではファントームの材質、大きさおよび形状の被検査体との適合性が誤差軽減の重要な要素となつている。従つて、現実的には被検査体測定に合わせてさまざまなファントームを用意し、誤差データの採取を必要とする。また得られた画像はファントームの吸収係数の分布の一様部分のみについて有効であり、ファントームの吸収係数の分布の一様部分以外にはみ出した部分はアーチファクトを発生する。この結果、実効的計測に際しての有効領域を狭める事となり、且つこの有効領域に被検査体に挿入するための位置設定の手づきが必要になるという欠点を有する。

本発明の目的は、各検出器の出力特性の直線性、指向性および線質特性の不揃いを精度よく除去できる断層装置を提供することにある。

本発明の要旨に、被検体の代りに、被検体に類似する形態及び類似する吸収係数を持つ吸収体を被検体と同一位置にセットし、該吸収体に対してX線を照射して補正用データを得た点にある。

以下、本発明のCT装置の一実施例を図面とともに説明する。

第1図において、被検体17が挿入可能となつている開口部12をその内部に有する回転フレーム11は円板状をなしている。このフレーム11の周面は基台に取り付けられたローラ13に支持されて、ローラ13上にて回転できるようになつている。X線源14はX線管とコリメータ(図示せず)とを含んでいて、X線管からばく射されるX線をコリメータによつて一平面上にてある拡がり角を有するX線10、いわゆるファンビームX線10を発生できる。多チャンネル形のX線検出器群15の各検出器はキセノンガス電離箱のような多数のX線検出素子をもつものからなつており、X線の拡がり角をカバーする個数の検出素子を備えている。X線源14と検出器群15とは回転フレーム11に支持されて、回転フレーム11の回転と共に、X線源14と検出器群15との相対位置を維持したまま回転される。回転フレームの回転はたとえばスプロケットとチェーンとを用いて電動機によりなされる(図示せず)。

高電圧発生機能とX線制御機能とを有するX線制御ユニット16はあらかじめ設定された回転角度、たとえば角度1°ごとに一定時間パルス状のファンビームX線10を発生する。被検査体17はX線源と検出器群との間の開口部12内のベツトで支えられ、かつX線10が被検査体17を透過してその時の横断面を、被検査対象の横断面とする如く、X線10と被検体17とは配置される。X線検出器群15の各検出器はあらかじめ設定された角度ごとにX線源からばく射されたX線を直接に、及び間接に、即ち被検査体により減弱をうけたX線を検出し、検出したX線量に比例した電気信号を出力する。積分増巾器18は上記角度毎の曝射による上記検出器による検出電気信号を所定時間積分する。但し、新たなX線曝射に伴う検出電気信号を受けるに際しては、上記積分増巾器18は事前にリセットされず、アナログスイッチ19がX線ばく射の停止中に、積分増巾器18の出力1を順次選択して対数変換器20に入力させる。対数変換器20は各積分器出力値1にたいして $-\log I$ の演算をなして、各積分器出力をX線吸収量に対応する出力に変換する。この出力はアナログデジタル変換器21に導かれ、デジタル信号に変換される。アナログデジタル変換器21の出力は次に述べる補正手段22にて更正さ、

(4)

特公 昭 61-54412

7

8

画像再構成機能を有する演算部 23 に入力される。演算部 23 はそれ自身公知のもので、各検出器の出力信号にもとずいて所要の演算をなして被検査体の X 線吸収分布に関する像を算出し、ビデオデジタルアナログ変換を含む表示部 24 にある CRT に計測された像をディスプレイする。

本発明による装置では、被検査体の実際の計測に先立って、各検出器の出力データの補正値を求め、実際の計測による各検出器の出力信号を補正値によつて更正して、各検出器の出力特性の直線性、指向性および線質特性の不揃いを除去できるようにした。

まず、直線性、指向性、線質特性のそれぞれについて一般論を説明する。

各吸収体に測定された X 線吸収量は前述の各検出器のそれぞれが固有に持つ直線性、指向特性および線質特性の誤差を含む値である。

すなわち各吸収体の照射された X 線は吸収体の中でしだいに減弱を受けその強度が小さくなると共にそもそも有していたエネルギー Spektrum 分布の低エネルギー部分が選択的に吸収され高エネルギー部分にその分布が偏つていき、いわゆる X 線硬化現象がおこる。この X 線硬化現象は X 線吸収透過厚みすなわち直径が大きくなるほどしだいに高エネルギーに通りが大きくなり同一物質で構成された吸収体（ファントム）でもその大きさにより X 線吸収係数が低く評価される事となる。これら X 線の吸収にかかわる線質硬化現象については参考文献(1)に示す如く X 線吸収の基本的性質としてよく知られている。（参考文献(1)エックス線作業主任者テキスト 1975 年 P32~34 社団法人 日本非破壊検査協会発行）

さらに吸収体に照射された X 線は吸収体内で散乱が発生する。散乱は X 線が吸収体と構成する原子核内電子と衝突して X 線自体はその運動の向きを変える現象であり、多量の X 線粒子は種々の方向に向きを変えるので、全体として見れば、X 線が散らばつてゆく現象である。この散乱現象はコンプトン効果およびトムソン散乱としてよく知られておりこの散乱が発生する確率も X 線のエネルギーと深い関係がありコンプトン散乱は一般に 100KeV~10MeV で支配的でありトムソン散乱は 100KeV 前後で多く発生し、これら散乱現象は CT 装置に用いられる X 線スペクトル上では比較的高

エネルギー X 線の部分に属する。したがつて前述 X 線硬化現象と融合して発生するこれら散乱現象は当然の事ながら吸収体（ファントム）の直径によつて異なる事となる。

またこれら散乱 X 線は非散乱 X 線が進行方向がそろつていのにに対してさまざまな方向を向き散乱 X 線のみを見れば吸収体（ファントム）がいわば散在する X 線源（分布）として存在するかの如く観測される。（これらは我々が太陽を見るのに対して月を見る事に類似する）

したがつて指向特性が不ぞろいの各検出器によつて吸収体（ファントム）を測定すると非散乱 X 線（主線とも言う）に対して散乱 X 線の成分は各検出器ごとの特有の誤差量としてその計測値に含まれる事となる。

これら散乱現象の基本的メカニズムについても広く知られる所であり例えば参考文献(2)にそれを示す。（参考文献(2)エックス線作業主任者テキスト 1975 年、P19~P21、P24~P30）

これら X 線の物理的メカニズムによつてもたらされた誤差を含んだ信号は検出器を含む電気回路系で電流電圧変換、積分、増幅等のアナログ的処理が行われる。これらアナログ回路系もそれぞれ特有の直線性を有し、最終的に計測されたデジタル値はこれら誤差の畳み込んだ値である。

しかしながら吸収体（ファントム）の形状およびそれを構成する X 線吸収係数が既知であり、そのファントムの測定位置が決定されれば、これら誤差の全く混入しない条件での各検出器の X 線吸収量は計算によつて求める事が可能であり、この値をもつて装置固有の誤差量を算出する事ができる。これが理論吸収値である。

まず、本発明では、標準吸収体を測定系路中に挿入して標準吸収体に基づく実測値の検出を行う。この実測値の検出は、第 2 図 A、B、C、D、E に示す複数の標準吸収体 b、c、d、e、f を使用する。各吸収体は、円柱状をなし、被検査体と実質的に類似した X 線吸収係数を有する材料、例えばポリエチレン樹脂から成る。各吸収体 b、c、d、e、f は、それぞれ相異なる X 線透過厚み l_1, l_2, l_3, l_4, l_5 を有する。X 線透過厚みとは、その直径の長さである。

かかる吸収体 b、c、d、e、f は、第 3 図に示すように、X 線源 14 と検出器群 15 との回転

(5)

特公 昭 61-54412

9

中心軸 100 と同軸位置にセットされる。このセット位置は、被検査体をおく位置と同一位置をなす。かかる位置に、吸収体を $b \rightarrow c \rightarrow d \rightarrow e \rightarrow f$ の順に各 1 個宛おく。各 1 個の吸収体をおく毎に X 線を照射し吸収体対応に検出器群 15 が透過 X 線を検出する。検出器群 15 で検出した検出値 d は、18→19→20→21 を介してメモリ 54 にデータとして格納される。この格納結果は、実測吸収値であり第 5 図 A に示す。図で、横軸の b, c, d, e, f は第 2 図の各吸収体を示し、縦軸は、検出器群 15 の各検出器番号 (チャンネル channel) を示す。吸収体 a とは、吸収体をおかないで計測した場合の状態を示す。

一方、本発明では、標準吸収体 b, c, d, e, f に基づく理論吸収値 d_0 を、理論的に求めておく。この理論吸収値は、吸収体の形状及び X 線吸収分布が既知であるので、計算により容易に求まる。理論吸収値は第 4 図に示す。横軸は、吸収体をおかない状態 a を含む各吸収体 b, c, d, e, f を示し、縦軸は、検出器群 15 のチャンネルを示す。かかる理論吸収値データはメモリ 51 に格納させておく。

本実施例では、実測吸収値 d と理論吸収値 d_0 との偏差 $\delta = d_0 - d$ を求める。この偏差は、誤差量であり、補正のためのデータとなる。偏差 δ は、演算器 52 が行う。偏差は、各チャンネル対応で、且つ各吸収体対応に行う。その結果は、第 5 図 B に示す。誤差 δ は、メモリ 53 に格納する。

例えば、任意の検出器チャンネル i に対する理論吸収値 d_0 は、 $d_0(i, a), d_0(i, b), d_0(i, c), d_0(i, d), d_0(i, e), d_0(i, f)$ となる。同様に、任意の検出器チャンネル i に対する実測吸収値 d は、 $d(i, a), d(i, b), d(i, c), d(i, d), d(i, e), d(i, f)$ となる。この時のチャンネル i での誤差量 δ は、次の如くなる。

$$\left. \begin{aligned} \delta(i, a) &= d_0(i, a) - d(i, a) \\ \delta(i, b) &= d_0(i, b) - d(i, b) \\ \delta(i, c) &= d_0(i, c) - d(i, c) \\ \delta(i, d) &= d_0(i, d) - d(i, d) \\ \delta(i, e) &= d_0(i, e) - d(i, e) \\ \delta(i, f) &= d_0(i, f) - d(i, f) \end{aligned} \right\} \text{---(1)}$$

ここで、 $d_0(i, a)$ は吸収体のない状態での

10

理論吸収値であり、 $d_0(i, a) = 0$ である。

第 6 図は各検出チャンネルの吸収体測定による X 線吸収値 d と誤差量 δ との関係を示している。図では、検出チャンネル番号 1 と X 線吸収値 d とで構成され平面にたいして、誤差量 δ が縦軸に示されている。各吸収体 b, c, d, e, f により測定された X 線吸収量は、各吸収体の直径の大きさ h_1, h_2, h_3, h_4, h_5 によって、回転フレームの回転中心軸 c を中心とする波線で示された 5 本の曲線 A_1, A_2, A_3, A_4, A_5 (吸収曲線と称する) となる。吸収体のない状態 a では吸収値 d は零である故、図示していない。各々の曲線にたいする誤差量は各曲線の上に乗る曲線 E_1, E_2, E_3, E_4, E_5 (誤差曲線と称する) となる。今、図に示すチャンネル k に着目する。検出チャンネル k の誤差は以下になる。チャンネル k についての各吸収体の吸収値を結んだ直線 LK と、各吸収体の吸収曲線 A_1, A_2, A_3, A_4, A_5 との交点を P_k, Q_k, R_k, S_k, T_k とする。この交点上の誤差曲線上の点を P_k, Q_k, R_k, S_k, T_k とすると、同交点の距離が誤差量 δ となる。図では、各吸収体毎に誤差量 δ を $\delta(k, b), \delta(k, c), \delta(k, d), \delta(k, e), \delta(k, f)$ で示している。これらの 5 個の交点 P_k, Q_k, R_k, S_k, T_k を結んで得られる曲線が検出チャンネル k の補正曲線 CK である。他のチャンネルについても同様に補正曲線を得ることができる。なお、吸収曲線との交点は検出チャンネルによつて異なる。例えば、1 チャンネルでは吸収曲線 A_1 が除外され、このチャンネル 1 についての吸収体 c, d, e, f の吸収値を結んだ直線 LL と各吸収曲線 A_2, A_3, A_4, A_5 とで示す交点は 4 個になることに留意されたい。この際の補正曲線は符号 CL で示している。

第 7 図 A に k チャンネル、 B に 1 チャンネルの補正曲線 CK, CL を示した。この補正曲線は前記第 6 図のチャンネル軸 i に直角な方向の断面に対応する。 k チャンネル補正曲線 CK では、吸収量の各点 P_k, Q_k, R_k, S_k, T_k については、その誤差量 $\delta(k, b), \delta(k, c), \delta(k, d), \delta(k, e), \delta(k, f)$ が (1) 式に従つて算出される。1 チャンネルも同様に、誤差量 $\delta(1, c), \delta(1, d), \delta(1, e), \delta(1, f)$

(6)

特公 昭 61-54412

11

12

f) が(1)式に従つて算出される。

本発明による装置では、被検査体の計測にて得られた検出データを第5図Aのテーブルを参照してどの吸収値dに対応するかを求め、対応づけられた誤差量δにたいして第5図Bのテーブルにより近傍二点の補正量のリニア補間によりデータの補正を行なうようにしている。詳しく説明する。

第1図において被検査体17による計測をなすときには、被検査体17にたいするX線照射によつて各検出器18から出力された出力信号はアナログスイッチ19によつて選択される。選択された検出器の検出データDは対数変換器20とAD変換器21とを経てチャンネルデータ毎にラッチレジスタ60に格納される。

演算器56は、ラッチレジスタ60から出力される各検出チャンネルの検出データDと、メモリ54に格納されている計測データdとを入力とし、両者の比較を行い、この比較結果に従つて誤差パラメータの対応づけをなす。すなわち、演算器56は、ある検出チャンネルにおける被検査体計測によるX線吸収値D(i)を、メモリ54に格納されている近傍二点のX線吸収値d(i, M)とd(i, N)との差を演算し、パラメータm, nを出力する。すなわち、

$$m = D(i) - d(i, M)$$

$$n = d(i, N) - D(i)$$

ただし、 $d(i, M) \leq D(i) < d(i, N)$ である。

このことを第7図AのKチャンネルでの事例で説明する。先ず、被検体17での吸収値Dが図のように、吸収体eとdとの間に存在する吸収値D(k)になつたとする。この時の近傍二点は吸収体cとdに対応しており、従つて、 $M=c$ 、 $N=d$ となる。更にm, nとして $m = D(k) - d(k, c)$ 、 $n = d(k, d) - D(k)$ を求める。かくしてM, N, m, nが得られる。他のチャンネルも同様である。演算器56は、データM, Nに従つたアドレスをメモリ53に送り、誤差データδ(i, M)とδ(i, N)とを読み出す。

誤差データδ(i, M)とδ(i, N)と、及びパラメータm, nはそれぞれ演算器57に入力される。演算器57は、これらのデータによつて、検出データD(i)を次の式によつて補正して、補正された信号Dc(i)を出力する。すなわち、

$$Dc(i) = D(i) + \frac{n\delta(i, M) + m\delta(i, N)}{m+n} \quad \dots\dots(2)$$

被検査体の計測による各検出チャンネルのデータは同様にして次々に補正され、画像再構成機能を有する演算部23に入力される。演算部23はこれらの補正されたデータをバックプロジェクション法として知られる手法によつて像再構成し、表示部24に被検査体のX線吸収分布による像を抽出させる。なお、画像再構成はそれ自身すでに公知であり、各補正されたデータDcをそのまま画像再構成させうるので、これについて詳細な説明は省略する。さて、(2)式を利用した補間による補正を具体例で説明する。

第17図は3つのファントムb, c, dによる補正例の説明図である。A1はファントムb、A2はファントムc、A3はファントムdの吸収値特性である。A1, A2, A3は第6図と同じものである。更に、A0は測定空間中にファントムをおかない状態、即ち空気中での吸収値特性である。この空気中とは、第4図、第5図A, Bでの状態aを意味する。第6図と比べて、誤差量δの座標軸は省略してある。

さて、被検体を実際に挿入して計測した吸収値特性Rを点線で示した。この図からわかるように、被検体吸収値特性Rは、3つのファントムb, c, dの吸収値特性A1, A2, A3とは一致しない。そこで、誤差補正をするには補間が必要である。

第17図で被検体吸収値特性Rは、特性A0, A1, A2, A3のどれを補間に利用するかによつて、図に示すようにa1~a7の領域(正確にはチャンネル領域)に分割できる。各分割領域と補間用の特性との関係は以下となる。

領域a1……特性A3とA0とを利用して補間
領域a2……特性A3とA2とを利用して補間
領域a3……特性A2とA0とを利用して補間
領域a4……特性A2とA1とを利用して補間
領域a5……特性A2とA0とを利用して補間
領域a6……特性A3とA2とを利用して補間
領域a7……特性A3とA0とを利用して補間

そこで、領域a2内の任意のチャンネルiでの点P1の補間例を第18図に示す。チャンネルiでの被検体実測吸収値をD(i)とする。チャンネルiでの特性A3上のファントムdによる実測吸収

(7)

特公 昭 61-54412

13

値は、第5図AのテーブルをサーチすることによつてD(i, d)であることがわかる。同様にチャンネルiでの特性A2上のファントムcによる実測吸収値は第5図AよりD(i, c)であることがわかる。

次に、m、nを次式で求める。

$$\left. \begin{aligned} m &= D(i, d) - D(i) \\ n &= D(i) - D(i-c) \end{aligned} \right\} \dots\dots(3)$$

このm、nは、吸収値の差分である。次に、第5図Bのテーブルをサーチして、チャンネルi中の特性番号A2、A3の誤差量δ(i, c)、δ(i, d)を求める。この誤差量δ(i, c)、δ(i, d)は、

$$\left. \begin{aligned} \delta(i, c) &= d_0(i, c) - d(i, c) \\ \delta(i, d) &= d_0(i, d) - d(i, d) \end{aligned} \right\} \dots\dots(4)$$

であることは、(1)式より明らかである。

そこで、(3)、(4)式を用いて線形補間をする。(2)式がその式である。今の場合、(2)式は次の如くなる。

$$Dc(i) = D(i) + \frac{n\delta(i, d) + m\delta(i, c)}{m+n} \dots\dots(5)$$

次に、チャンネルjでのP₂点の補間を第19図を用いて説明する。P₂点の補間、特性A2とA1とを利用する。m、nは、

$$\left. \begin{aligned} m &= D(j, c) - D(j) \\ n &= D(j) - D(j, b) \end{aligned} \right\} \dots\dots(6)$$

となる。誤差量δ(j, b)、δ(j, c)を同様様に求める。そこで、次の補間式でデータDc(j)を得る。

$$Dc(j) = D(j) + \frac{n\delta(j, c) + m\delta(j, b)}{m+n} \dots\dots(7)$$

次に、kチャンネルでの点P3の補間を説明する。点P3は特性A2に重なっている。この重なりとは、被検体のkチャンネルでの吸収値が、ファントムcでのkチャンネルの吸収値と一致したことを意味する。従つて、補間は不要である。そこで、Dc(k)は特性A2でのkチャンネルの誤差量δ(k, c)を単純加算して求める。即ち、
Dc(k) = D(k) + δ(k, c)(8)

次に、qチャンネルでの点P4の補間を説明する。点P4は、特性A3とA0とにより補間す

14

る。従つて、

$$\left. \begin{aligned} m &= D(q, d) - D(q) \\ n &= D(q) - D(q, a) \end{aligned} \right\} \dots\dots(9)$$

となり、Dc(q)は、

$$Dc(q) =$$

$$D(q) + \frac{nD(q, d) + mD(q, a)}{m+n} \dots\dots(10)$$

となる。

第20図及び21図は特性A1とA0とによる補間例の説明図である。第20図は、領域b1～b5に分割でき、各領域での補間は次の通りである。

領域b1……特性A0による補間

15 領域b2……特性A1による補間

領域b3……特性A1とA0による補間

領域b4……特性A1による補間

領域b5……特性A1とA0による補間

ここで、領域b2、b4については特性A0を利用すれば更に精度のよい補間ができる。

第21図は、被検体特性Rが特性A1の内側の吸収値をとる例である。この場合は、その全領域b6のすべてについて、特性A1とA0とにより補間を行いうる。

以上の各事例から明らかなように、被検体の形状や吸収値特性により、いかなるファントムの特性を補間を利用するかが定まる。ファントム1個のデータを利用して補正する例もあれば、複数のファントムデータを利用して補正する例もありうる。これらは、精度や求めるべき被検体の部位等によつて相対的に定まる。

尚、(2)式等で述べた補間は、線形補間であり、且つ内挿法と呼ばれる補間である。この他に、外挿法と呼ばれる手法による補間もあり、また2次補間等の曲線補間の例もある。これらの補間法は、いずれも数学的に明らかであり、情報処理に広汎に利用される自明の技術である。尚、これらの基準から第20図の例をみると、領域b1、b2、b4は外挿法による補間例、領域b3、b5は内挿法による補間例である。第21図の例では、領域b6は内挿法による補間例である。

以上の実施例において、吸収体は5個の独立した円板形からなるものについて説明した。他の形の吸収体の実施例を以下で示す。

(8)

特公 昭 61-54412

15

16

第8図は第2図に示す円柱状の吸収体b, c, d, e, fを同軸に積層して一体化させた吸収体80を利用する事例である。第2は第8図に示すような円錐形に形成した吸収体81を利用する事例である。以上の吸収体は測定断面が円であるものであるが、必ずしも円である必要はない。即ち、第3の事例として第10図の如く形状の吸収体82を利用する事例がある。

以上の各吸収体80, 81, 82を使用する際の実施例を以下示す。第11図は、吸収体80を利用した実施例を示す。吸収体80に矢印方向に移動可能とする吸収体支持軸200を取りつける。この支持軸200を矢印方向に移動させる。これによつて、吸収体を各吸収体毎に挿入したり、おき換えたりする操作と同様な効果を持つ。

第12図は吸収体81を利用した実施例を示す。取り付け方は第13図と同じである。この実施例では、吸収体82の曲面が連続的であるため、誤差量測定点数が任意にセット可能となる効果を持つ。更に、この吸収体81の曲面は、被検体を人間の頭部とした際、該頭部に近い形状となる故、頭部測定条件には最適である。特に、検出器の指向特性との関係で補正効果大である。即ち、X線が吸収体を透過する際、第13図に示す如く各種のスキャッター202が発生する。このスキャッター202による検出器15への流入量のアンバランスを頭部17Aの状態に近づける効果を持つ。

第14図は、吸収体82を利用した実施例を示す。吸収体82に対して、位置 P_1 , P_2 の相異なる角度で測定しするようにしている。この吸収体82は被検体対象として頭部ではなく、胸部、腹部、腰部に利用できる。

本発明は各種の実施態様を持つ。以下、列挙す

る。

第1図では、ラッチレジスタ60で1チャンネル毎のデータを一時記憶させている。これによつて、リアルタイムで補間を行うことができる利点を持つ。この他に、ラッチレジスタ60の代わりに別のメモリを設け、このメモリに被検体から得られる吸収値データをチャンネル毎に格納する。このメモリに格納されたデータを利用しても同様に誤差量を考慮した補間を実行できる。

以上述べたように、本発明によれば誤差量とし吸収体内での線質の硬化および吸収量に対する直線性、散乱線の効果を各検出器毎に一括して測定し校正することができ、かつ被検査体の大きさおよび形状を気にすることなく良好な画質を得る事ができる。

図面の簡単な説明

第1図は本発明の断層装置の実施例図、第2図A~Eは本発明で使用する吸収体を示す図、第3図は各吸収体の配置図、第4図はメモリ53に格納した理論吸収値のデータ構成図、第5図Aはメモリ54に格納した実測吸収値のデータ構成図、第5図Bはメモリ52に格納した誤差量のデータ構成図、第6図はチャンネルと吸収値と誤差量との関係を示す図、第7図A, Bはデータ補正の説明図、第8図、第9図、第10図は他の吸収体の構成図、第11図、第12図は測定事例を示す図、第13図はスキャッターの説明図、第14図は第10図の吸収体への測定事例の説明図、第15図、第16図は従来例図であり、第17図~第21図は補間による補正の説明図である。

14……X線源、17……被検体、15……X線検出器群、22……補正手段、23……演算器、24……表示装置。

第9図



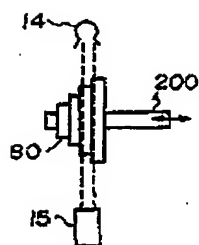
第10図



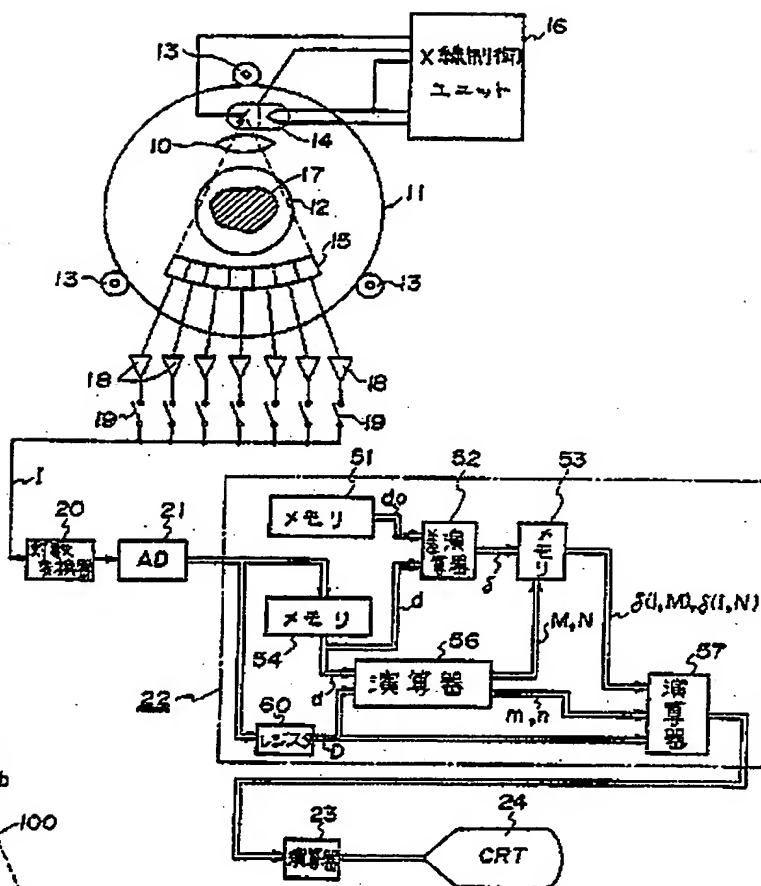
(9)

特公 昭 61-54412

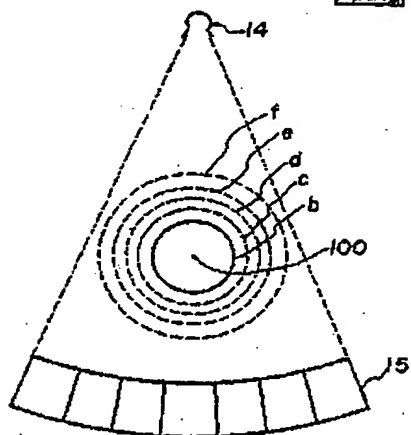
第 11 図



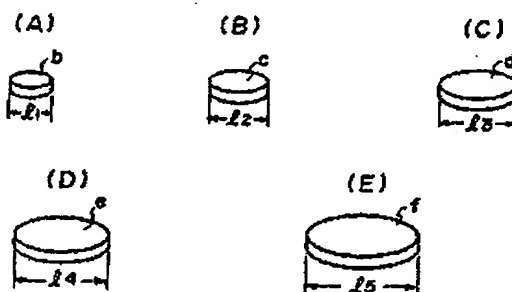
第 1 図



第 3 図



第 2 図



(10)

特公 昭 61-54412

第 4 図

	a	b	c	d	e	f
チャンネル 1→	$do(1,a)$	$do(1,b)$	$do(1,c)$	$do(1,d)$	$do(1,e)$	$do(1,f)$
チャンネル 2→	$do(2,a)$	$do(2,b)$	$do(2,c)$	$do(2,d)$	$do(2,e)$	$do(2,f)$
	}	}	}	}	}	}
チャンネル k→	$do(k,a)$	$do(k,b)$	$do(k,c)$	$do(k,d)$	$do(k,e)$	$do(k,f)$
	}	}	}	}	}	}
チャンネル l→	$do(l,a)$	$do(l,b)$	$do(l,c)$	$do(l,d)$	$do(l,e)$	$do(l,f)$
	}	}	}	}	}	}

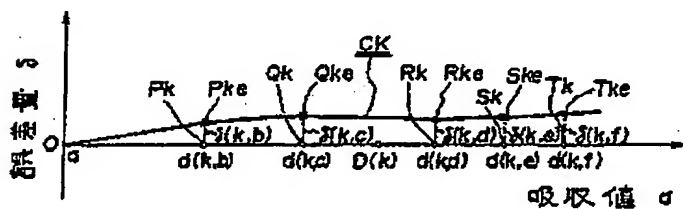
第 5 図 (A)

	a	b	c	d	e	f
チャンネル 1→	$d(1,a)$	$d(1,b)$	$d(1,c)$	$d(1,d)$	$d(1,e)$	$d(1,f)$
チャンネル 2→	$d(2,a)$	$d(2,b)$	$d(2,c)$	$d(2,d)$	$d(2,e)$	$d(2,f)$
	}	}	}	}	}	}
チャンネル k→	$d(k,a)$	$d(k,b)$	$d(k,c)$	$d(k,d)$	$d(k,e)$	$d(k,f)$
	}	}	}	}	}	}
チャンネル l→	$d(l,a)$	$d(l,b)$	$d(l,c)$	$d(l,d)$	$d(l,e)$	$d(l,f)$
	}	}	}	}	}	}

第 5 図 (B)

	a	b	c	d	e	f
チャンネル 1→	$s(1,a)$	$s(1,b)$	$s(1,c)$	$s(1,d)$	$s(1,e)$	$s(1,f)$
チャンネル 2→	$s(2,a)$	$s(2,b)$	$s(2,c)$	$s(2,d)$	$s(2,e)$	$s(2,f)$
	}	}	}	}	}	}
チャンネル k→	$s(k,a)$	$s(k,b)$	$s(k,c)$	$s(k,d)$	$s(k,e)$	$s(k,f)$
	}	}	}	}	}	}
チャンネル l→	$s(l,a)$	$s(l,b)$	$s(l,c)$	$s(l,d)$	$s(l,e)$	$s(l,f)$
	}	}	}	}	}	}

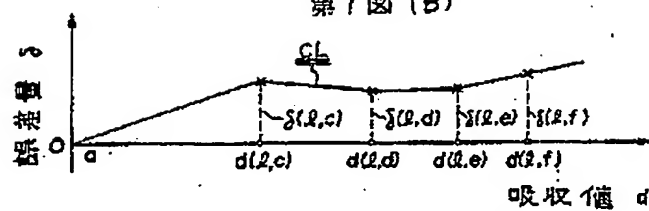
第 7 図 (A)



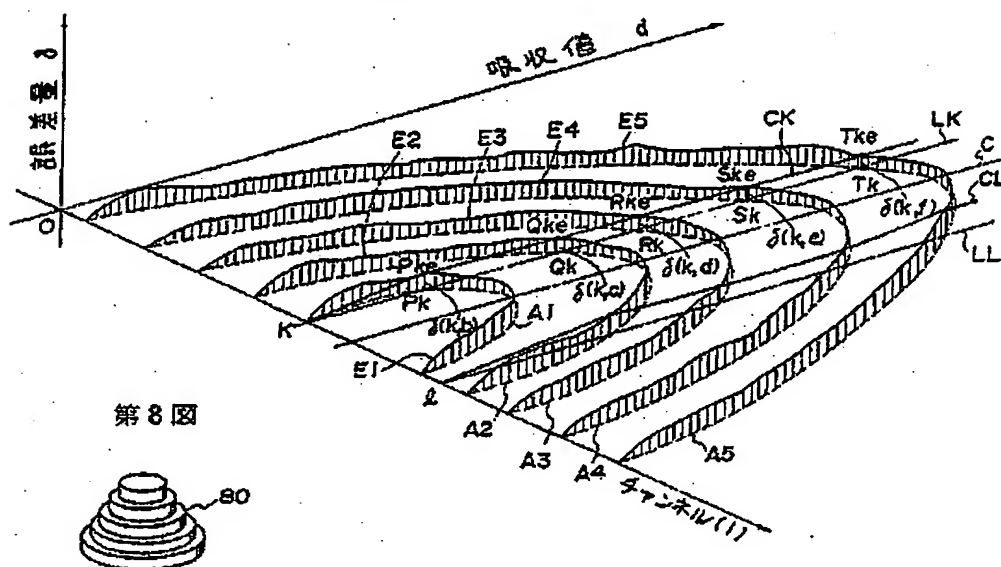
(11)

特公 昭 61-54412

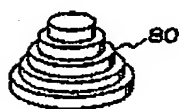
第7図 (B)



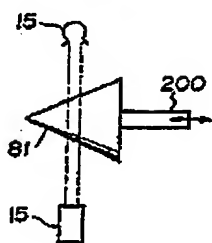
第6図



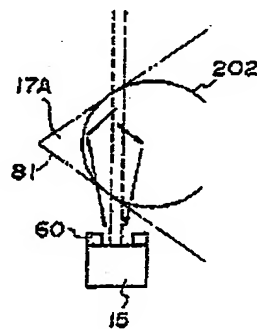
第8図



第12図



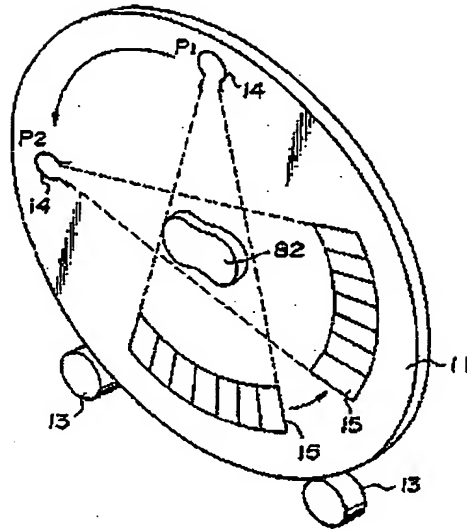
第13図



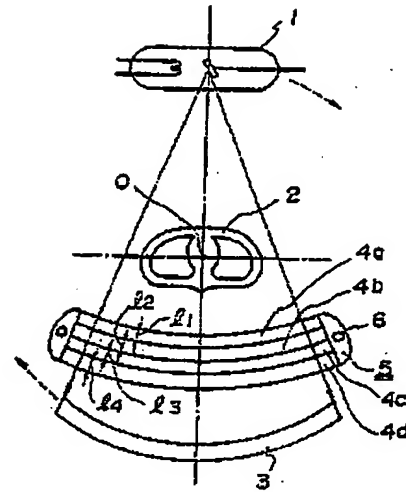
(12)

特公 昭 61-54412

第 14 図

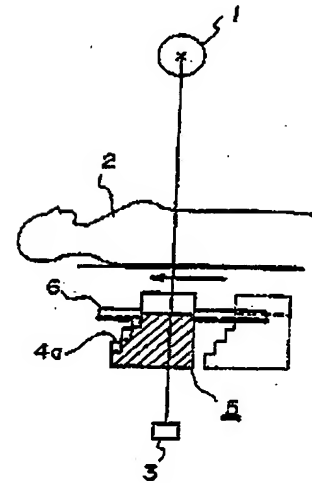
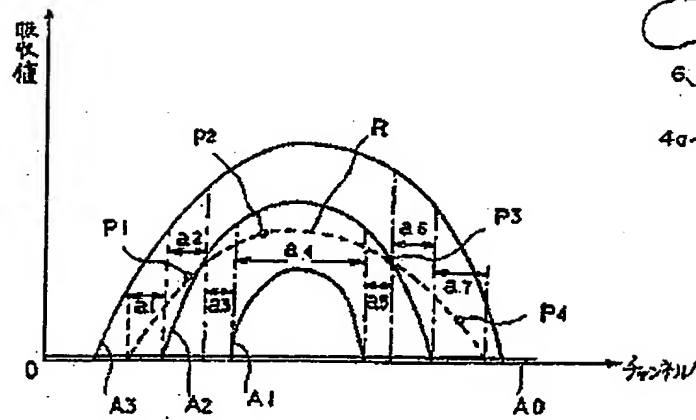


第 15 図



第 16 図

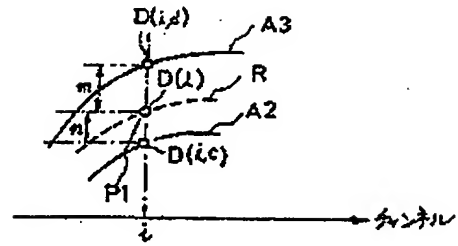
第 17 図



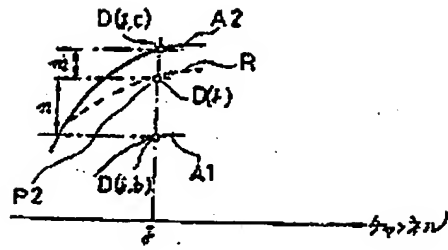
(13)

特公 昭 61-54412

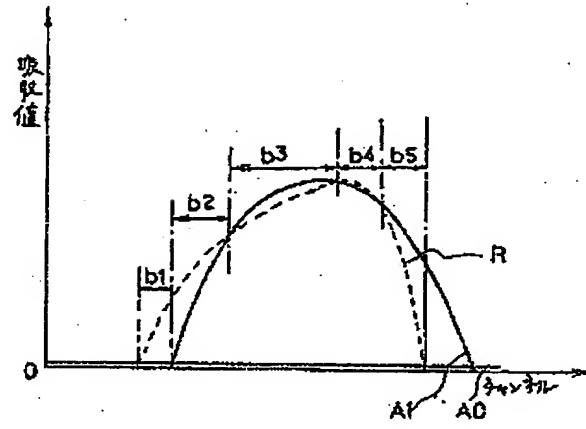
第 18 図



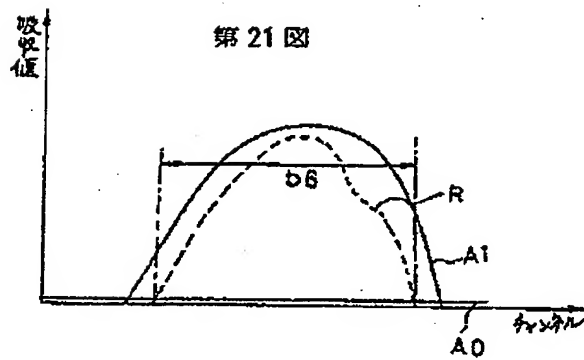
第 19 図



第 20 図



第 21 図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.